



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02819371.7

[43] 公开日 2005年1月5日

[11] 公开号 CN 1561182A

[22] 申请日 2002.9.30 [21] 申请号 02819371.7

[30] 优先权

[32] 2001.10.1 [33] US [31] 09/968,562

[86] 国际申请 PCT/US2002/030929 2002.9.30

[87] 国际公布 WO2003/028567 英 2003.4.10

[85] 进入国家阶段日期 2004.3.31

[71] 申请人 库尔斯恩蒂斯股份公司

地址 瑞士库尔

[72] 发明人 哈里·T·霍尔四世

杰弗里·M·泰西耶

约色夫·P·考夫曼

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利  
商标事务所

代理人 王宪模

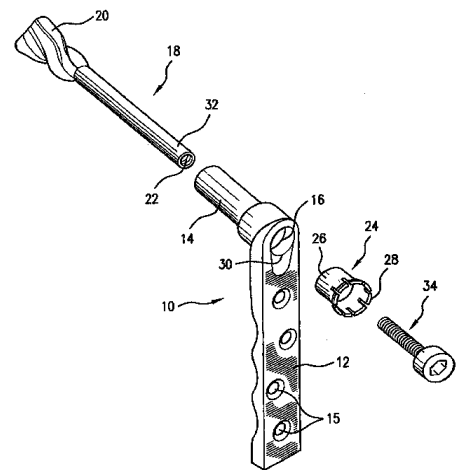
权利要求书5页 说明书12页 附图5页

[54] 发明名称 用于使骨头段保持旋转稳定性的装置

[57] 摘要

一种用于骨段的旋转锁定的装置，其包括：一个方头骨螺钉，其具有一个骨接合端、一个远端和一个键形的横截面轮廓，该骨接合端被构造成能够与第一骨段相接合；一个骨板，该骨板设置有一个用来与第二骨段相接合的平面部分和一个具有一内孔的圆筒形部分，该内孔用于滑动安装方头螺钉；以及一个锁定套管，该锁定套管具有一个近端、一个远端、一个键形的内部截面轮廓和一个位于远端的可变形部分；其特征在于：所述键形的内部截面轮廓与所述方头螺钉的键形横截面轮廓相配合，以当方头螺钉被插装到锁定套管内时，将锁定套管与方头螺钉转动连接在一起；所述可变形部分的结构和尺寸被加工成：(1)在第一位置上，可在骨板之圆筒形部分的内孔中自由转动；(2)在第二位置上，可与骨板之圆筒形部分的内孔摩擦接合，以阻

止或防止套管相对骨板转动，从而防止方头螺钉相对骨板转动。



1、一种用于骨段的旋转锁定的装置，其包括：

一个方头骨螺钉，其具有一个骨接合端、一个远端和一个键形的横截面轮廓，该骨接合端被构造成能够与第一骨段相接合；

一个骨板，该骨板设置有一个用来与第二骨段相接合的平面部分和一个具有一内孔的圆筒形部分，该内孔用于滑动安装方头螺钉；以及

一个锁定套管，该锁定套管具有一个近端、一个远端、一个键形的内部截面轮廓和一个位于远端的可变形部分；

其特征在于：所述键形的内部截面轮廓与所述方头螺钉的键形横截面轮廓相配合，以当方头螺钉被插装到锁定套管内时，将锁定套管与方头螺钉转动连接在一起；所述可变形部分的结构和尺寸被加工成：

(1) 在第一位置上，可在骨板之圆筒形部分的内孔中自由转动；(2) 在第二位置上，可与骨板之圆筒形部分的内孔摩擦接合，以阻止或防止套管相对骨板转动，从而防止方头螺钉相对骨板转动。

2、根据权利要求1的装置，其特征在于：所述锁定套管在第二位置上通过可变形部分在骨板内孔中的变形而摩擦接合在骨板的内孔中。

3、根据权利要求2的装置，其特征在于：所述锁定套管的可变形部分在骨板内孔中的变形可通过沿近端方向对锁定套管施加一个力的方式而得以实现。

4、根据权利要求3的装置，其特征在于：所述可变形部分在锁定套管的远端处具有最大直径。

5、根据权利要求4的装置，其特征在于：所述可变形部分沿着

从锁定套管之远端到锁定套管之近端的方向呈渐细锥形。

6、根据权利要求5的装置，其特征在于：所述锁定套管具有一个纵向轴线，而且锥形的可变形部分与该纵向轴线形成了一个约为 $20^{\circ}$ 的角度。

7、根据权利要求6的装置，其特征在于：所述可变形部分包括多个可变形的凸舌，这些凸舌在由锁定套管之远端到锁定套管之近端的部分距离范围内延伸。

8、根据权利要求7的装置，其特征在于：所述可变形凸舌设置有多个位于锁定套管之远端处的平面部分并在朝向锁定套管之近端的方向上呈渐细锥形。

9、根据权利要求7的装置，其特征在于：所述锁定套管的远端设置有一个周边，多个可变形的凸舌在该周边上间隔分布。

10、根据权利要求7的装置，其特征在于：所述锁定套管在第二位置上通过可变形凸舌的变形摩擦接合在骨板的内孔中。

11、根据权利要求4的装置，其特征在于：所述骨板圆筒形部分的内孔具有一个直径，当锁定套管位于第一位置上时，可变形部分的最大直径大于内孔的直径。

12、根据权利要求1的装置，其特征在于：所述锁定套管基本为圆筒形。

13、根据权利要求1的装置，其特征在于：所述骨板的圆筒形部分相对平面部分倾斜一定的角度，第一骨段为股骨头，第二骨段为股

骨干，而且该装置被构造成适合于对股骨颈的骨折进行修复。

14、根据权利要求1的装置，其特征在于：所述方头螺钉设置有一种网状螺纹。

15、根据权利要求1的装置，其特征在于：所述方头螺钉设置有多呈螺旋形扭转的刀片。

16、根据权利要求1的装置，其特征在于：所述方头螺钉、骨板和锁定套管由不锈钢、钛合金或钛制成。

17、根据权利要求1的装置，还包括：  
一个设置在方头螺钉之远端上的螺纹孔；以及  
一个可插在方头螺钉之螺纹孔内的压紧螺钉。

18、根据权利要求17的装置，其特征在于：所述压紧螺钉在被拧入方头螺钉的螺纹孔内时抵靠着锁定套管的远端并沿轴向拉动该方头螺钉，从而将两个骨段连接起来。

19、根据权利要求17的装置，其特征在于：所述压紧螺钉由不锈钢、钛合金或钛制成。

20、一种用于骨段的旋转锁定的装置，其包括：  
一个方头骨螺钉，其具有一个骨接合端、一个远端和一个键形的横截面轮廓，该骨接合端被构造成能够与第一骨段相接合；  
一个骨板，该骨板设置有一个用来与第二骨段相接合的平面部分和一个具有一内孔的圆筒形部分，该内孔用于滑动安装方头螺钉；以及

一个基本为圆筒形的锁定套管，该锁定套管具有一个近端、一个

远端、一个中空的圆筒形内部、一个键形的内部截面轮廓和多个位于远端的可变形凸舌；

其特征在于：所述键形的内部截面轮廓与所述方头螺钉的键形横截面轮廓相配合，以当方头螺钉被插装到锁定套管内时，将锁定套管与方头螺钉转动连接在一起；所述锁定套管的结构和尺寸被加工成：

(1) 在第一位置上，可在骨板之圆筒形部分的内孔中自由转动；(2) 在第二位置上，可与骨板之圆筒形部分的内孔摩擦接合，以阻止或防止套管相对骨板转动，从而防止方头螺钉相对骨板转动。

21、根据权利要求 20 的装置，其特征在于：所述锁定套管在其远端处具有最大直径。

22、根据权利要求 21 的装置，其特征在于：每个所述的可变形凸舌都设置有一个位于锁定套管远端的平面部分并沿着从该平面部分朝向锁定套管近端的方向呈渐细锥形。

23、根据权利要求 22 的装置，其特征在于：所述锁定套管具有一个纵向轴线，而且可变形凸舌与该纵向轴线成约  $20^\circ$  的角度呈渐细锥形。

24、根据权利要求 20 的装置，其特征在于：所述锁定套管的远端设置有一个周边，多个可变形的凸舌在该周边上间隔分布。

25、根据权利要求 21 的装置，其特征在于：所述骨板圆筒形部分的内孔具有一个直径，当锁定套管位于第一位置上时，该锁定套管的直径大于内孔的直径。

26、根据权利要求 20 的装置，其特征在于：所述锁定套管在第二位置上时通过所述可变形凸舌在骨板内孔中的变形而摩擦接合在骨

板的内孔中。

27、根据权利要求 26 的装置，其特征在于：所述锁定套管的可变形凸舌在骨板内孔中的变形可通过沿近端方向对锁定套管施加一个力而得以实现。

28、根据权利要求 20 的装置，其特征在于：所述骨板的圆筒形部分相对平面部分以一定的角度倾斜，第一骨段为股骨头，第二骨段为股骨干，而且该装置被构造成适合于对股骨颈的骨折进行修复。

29、根据权利要求 20 的装置，其特征在于：所述方头螺钉、骨板和锁定套管均由不锈钢、钛合金或钛制成。

30、根据权利要求 20 的装置，还包括：  
一个设置在方头螺钉之远端上的螺纹孔；以及  
一个可插在方头螺钉之螺纹孔内的压紧螺钉。

31、根据权利要求 30 的装置，其特征在于：所述压紧螺钉在被拧入方头螺钉的螺纹孔内时抵靠着锁定套管的远端并沿轴向拉动该方头螺钉，从而将两个骨段连接起来。

32、根据权利要求 30 的装置，其特征在于：所述压紧螺钉由不锈钢、钛合金或钛制成。

33、根据权利要求 20 的装置，还包括：一个周槽，该周槽设置在骨板圆筒形部分之内孔的远端上并与锁定套管的远端以下述方式相接合：使套管在第一位置上能够在圆筒形部分的内孔中自由转动。

## 用于使骨头段保持旋转稳定性的装置

### 相关申请

本申请是申请日为 2000 年 4 月 4 日的未审结美国专利申请 09/542821 的部分继续申请。

### 发明领域

本发明整体上涉及到连接装置，具体而言，本发明涉及一种用于使多个骨头段旋转稳定的装置。

### 发明背景

用于修复大型骨骨折（例如股骨颈的骨折）的装置一般都由方头螺钉与侧板的某种组件和用于将这两个部件连接在一起并将这两个部件与骨折后的骨段连接在一起的部件组成。在这样的装置中，有一点很重要：那就是使一个方头螺钉能够相对侧板转动锁定，因为在完成植入手术后，方头螺钉相对侧板的转动可能造成骨头段的过早磨损，而且还会使该系统在完全治愈之前就出现松动。

现有技术中的装置试图利用键、销、圆环、键槽等将方头螺钉转动固定。具体见分别授权给 Anapliotis 等人和 McCarthy 的美国专利 5007910 和 5514138。将这种装置对准并正确安装需要更多的操作时间和工具，因此就需要提供一种结构简单、更加有效的装置相对侧板将方头螺钉对准并转动锁定。这种装置能够缩短外科手术时间和复杂程度，而且还可提供一种更加有效、高效的机构，以用于将方头螺钉转动锁定在其对应的侧板上 - 这对整形外科医生及患者都有明显的益处。

### 发明内容

在一个最佳实施例中，本发明提供一种用于使多个骨头段保持转动稳定性的装置，该装置包括：一个用于骨头上的方头螺钉，该方头螺钉设置有一个骨头接合端和一个远端，其横截面轮廓为键形，该骨

头接合端用于与一个第一骨段相接合；一个骨板，该骨板设置有一个用来与一第二骨段相接合的平面部分和一个圆筒形部分，该圆筒形部分设置有一个用于滑动安装方头螺钉的内孔；和一个锁定套管，该锁定套管的内部轮廓为键形，其与方头螺钉的键形横截面相互配合，从而当将方头螺钉插装到锁定套管内时，使锁定套管和方头螺钉可转动地连接在一起，该锁定套管还设置有一个外表面，该外表面的结构和尺寸被加工成：（1）在第一位置上，使其能够在设置于骨板之圆筒形部分上的内孔中自由转动；（2）在第二位置上，能够与该骨板的圆筒形部分的内孔摩擦接合，以阻止或防止套管相对该骨板转动，从而阻止或防止方头螺钉相对骨板转动。该锁定套管可以是圆筒形，而且该锁定套管的外表面可以具有一定的锥度。该锁定套管的外表面之锥度可以从0度到约10度的范围内。该锁定套管的外表面之锥度可以由一个大直径和一个小直径来限定，该套管的远端具有大直径，而且该套管的近端则具有小直径。

设置于骨板之圆筒形部分上的内孔也可以具有一定的锥度，而且锁定套管的锥形外表面可与设置于骨板之圆筒形部分上的内孔的锥度和轮廓形状相同。在一个具体的实例中，作用于锁定套管之远端上的冲击力将锁定套管的锥形外表面通过摩擦力固定到骨板之锥形内表面的内孔中，从而防止套管相对该骨板进一步转动，从而防止方头螺钉相对该骨板进一步转动。这种摩擦锁定方法也被称为莫氏锥度作用。上述的部件（即，方头螺钉、骨板、锁定套管）可由任何不会引起排斥的材料制成，但最好由不锈钢、钛合金或钛制成。

或者，该锁定套管的外表面可具有反锥形，而且其锥度可由一个大直径和一个小直径来限定，该套管的近端具有大直径，而该套管的远端则具有小直径。该锁定套管在第二位置上例如可通过一个滑动骨锤施加一个作用于远处方向上的力（即一个作用于远离患者身体方向的力，而不是作用于指向患者身体方向的力）与骨板内孔的近端摩擦接合。

骨板的圆筒形部分可相对平面部分倾斜，而且该装置可被构造成



适合于对股骨颈（即髌骨）骨折进行修复的结构形式。但是，应该指出：该装置一般可应用于所有需要保持旋转稳定性的骨折类型中。此外，该锁定套管可设置有多个沿部分纵向延伸的狭槽，这些狭槽从套管的远端向套管的近端延伸。方头螺钉可设置有一种网状螺纹，或设置有多个成螺旋状扭转的刀片。

在该实施例的一种变形结构中，该装置还可包括一个设置在方头螺钉远端上的螺纹孔和一个可插装到该方头螺钉之螺纹孔内的压紧螺钉。当将压紧螺钉拧入方头螺钉的螺纹孔内时，该压紧螺钉抵靠在该锁定套管的远端上并沿轴向拉动方头螺钉，从而将两个骨段连接在一起并可使骨折部分还原。与上述的部件相同，该压紧螺钉可由不锈钢、钛合金或钛制成。

在另一实施例中，本发明提供一种用于使多个骨段保持旋转稳定性的装置，该装置包括：一个用于骨头上的方头螺钉，该螺钉设置有一个骨接合端和一个远端，该骨接合端被构造成用来与第一骨段相接合的结构形式；一个骨板，该骨板设置有一个用来与第二骨段相接合的平面部分和一个具有一内孔的圆筒形部分，该内孔用于安装方头螺钉，而且该内孔局部成锥形；一个圆筒形的锁定套管，该锁定套管设置有一个中空的圆筒形内部，而且其内部轮廓为键形，以能够与具有键形横截面的方头螺钉相互配合，这样当将方头螺钉插装锁定套管内时，就能够将锁定套管与方头螺钉可转动地连接起来，该锁定套管还设置有一个锥形的外表面，该锥形外表面的结构和尺寸被设计成：（1）在第一位置上，使其能够在设置于骨板之圆筒形部分上的内孔中自由转动；（2）在第二位置上，使其能够与设置于骨板之圆筒形部分上的内孔摩擦接合，以阻止或防止该套管相对骨板转动，从而阻止或防止方头螺钉相对骨板转动。作用于锁定套管之远端上的冲击力可将该锁定套管的锥形外表面摩擦锁定到骨板内孔的锥形内表面上，从而防止套管相对骨板进一步转动，从而防止方头螺钉相对骨板进一步转动。这种摩擦锁定方法也被称为莫尔斯锥度效应。锁定套管之外表面的锥度可介于0度到约10度的范围内并可由一个大直径和一个小直径来限

定，该套管的远端具有大直径，而该套管的近端则具有小直径。骨板的圆筒形部分可相对平面部分倾斜，而且该装置可被构造成能够对股骨颈（即腕骨）骨折进行修复的结构形式，而且一般可将其应用到所有需要保持旋转稳定性的骨折类型中。上述的部件（即，方头螺钉、骨板、锁定套管）可由不会引起排斥的材料制成，但最好由不锈钢、钛合金或钛制成。此外，该锁定套管还可设置有多个局部沿纵向延伸的狭槽，这些狭槽由套管的远端向其近端延伸。锁定套管的锥形外表面之锥度和形状可与倾斜设置的圆筒形部分的内孔之锥度和形状相同。

在又一种结构中，该锁定套管的外表面可设置有一个倒锥形部分，该部分由一个大直径和一个小直径限定而成，该套管的近端具有大直径，而其远端则具有小直径。这样，该锁定套管就可通过一个作用于远方方向上的力（例如由一个冲击锤施加的作用力）在第二位置上与骨板内孔的一个近侧部分摩擦接合。

该装置还可包括一个设置在方头螺钉远端上的螺纹孔和一个可插装到方头螺钉之螺纹孔内的压紧螺钉。当将压紧螺钉拧入方头螺钉的螺纹孔内时，该压紧螺钉将抵靠在锁定套管的远端上并沿轴向拉动方头螺钉，从而将两个骨段连接在一起并使骨折部分还原。与上述的部件相同，该压紧螺钉可由不锈钢、钛合金或钛制成。

在又一最佳实施例中，本发明提供一种用于使骨段保持旋转稳定性的装置，该装置包括：一个用于骨头上的方头螺钉，该方头螺钉设置有一个骨接合端和一个远端并具有键形横截面，该骨接合端被构造成能够与第一骨段相接合的结构形式；一个骨板，该骨板设置有一个用来与第二骨段相接合的平面部分和一个设置有一内孔的圆筒形部分，该内孔用于滑动安装方头螺钉；和一个锁定套管，该套管设置有一个近端和一个远端，而且其内部轮廓为键形，在其远端上还设置有一个可变形部分；其中：键形的内部轮廓与具有键形横截面的方头螺钉部分相互配合，以当方头螺钉插装到锁定套管内时，将锁定套管与方头螺钉可转动地连接在一起；所述可变形部分的结构和尺寸被加工

成下述形式：(1)在第一位置上，使其能够在骨板之圆筒形部分的内孔中自由转动；(2)在第二位置上，使其能够与骨板之圆筒形部分的内孔摩擦接合，以阻止或防止套管相对骨板的转动，从而阻止或防止方头螺钉相对骨板的转动。一个沿近侧方向作用于锁定套管之远端上的轴向冲击力将锁定套管的可变形部分摩擦锁定到骨板内孔的内表面上，以防止该套管相对骨板进一步转动，从而防止方头螺钉相对骨板进一步转动。该锁定套管大体为圆筒形，而且该锁定套管的可变形部分可在锁定套管的远端具有最大直径并在朝向锁定套管之近端的方向上成锥形，该锥形部分与锁定套管的纵向轴线形成一个约为  $20^\circ$  的角度（相对该套管的垂直轴线的角度约为  $70^\circ$ ）。该最大直径可大于当锁定套管处于第一位置上时其内孔的内径。骨板之圆筒形部分的内孔设置有一个位于远端的周槽，该周槽与锁定套管的远端相接合，从而使该套管能够在第一位置上在圆筒形部分的内孔中自由转动。该可变形部分还可包括多个可变形的凸舌，这些凸舌在从锁定套管的远端到其近端的部分距离范围内延伸。这些沿锁定套管之周边间隔排列的可变形凸舌还可设置有多个位于锁定套管的远端并在朝向锁定套管之近端的方向上呈锥形的平面部分。

骨板的圆筒形部分可相对平面状部分倾斜一定的角度，第一骨段为股骨头，第二骨段为股骨干骨，而且该装置被构造成适合于对股骨颈处的骨折进行修复的结构形式。与上述的实施例相同，方头螺钉可设置有一个网状螺纹或多个呈螺旋形扭转的刀片，而且方头螺钉、骨板和锁定套管可由不锈钢、钛合金或钛制成。

该装置还包括一个设置在方头螺钉之远端上的螺纹孔和一个可插装到方头螺钉上的螺纹孔内的压紧螺钉。当被拧入方头螺钉的螺纹孔内时，压紧螺钉抵靠在锁定套管的远端上并沿轴向拉动方头螺钉，从而将两个骨段连接在一起并使骨折部分还原。与上述的部件相同，该压紧螺钉可由不锈钢、钛合金或钛制成。

在再一最佳实施例中，本发明提供了一种通过采用方头骨螺钉和骨板使若干骨段保持旋转稳定性的改进型方法，该改进型方法包括：

通过摩擦接合将骨螺钉充分锁定到骨板上，以使骨段之间保持旋转的稳定性。该方法还包括：将一个锁定套管插装到骨板上的一个圆筒形部分内；将一个方头螺钉插入锁定套管和圆筒形部分内；使锁定套管和方头螺钉可转动地接合在一起；将方头螺钉的骨接合端与第一骨段连接在一起；对锁定套管进行撞击，以使锁定套管的一个外表面与内孔摩擦接合，从而阻止或防止该套管相对骨板进一步转动，这样就可以防止方头螺钉相对骨板进一步转动。在一种变形结构中，锁定套管的可变形远端通过摩擦与内孔相接合，以阻止或防止该套管相对骨板进一步转动，从而防止该方头螺钉相对骨板进一步转动。

#### 附图说明

下面将接合附图，通过下面的详细说明，更加全面地理解本发明，其中：

图 1 为根据本发明一个最佳实施例之装置的部件分解透视图；

图 2 为根据本发明一个最佳实施例的骨板和锁定套管的剖视图；

图 3A 为图 2 所示的锁定套管的剖视图；

图 3B 为图 2 所示的锁定套管的平面图；

图 4 为根据本发明另一最佳实施例的骨板和锁定套管的剖视图；

图 5A 为图 4 所示的锁定套管的侧视图；

图 5B 为图 4 所示的锁定套管的平面图；

图 5C 为图 5B 所示的套管沿剖面线 5C-5C 的剖视图；

图 6 为一对骨段的剖视图，图中示出了采用根据本发明一个实施例的装置的情况；

图 7 为一对骨段的剖视图，图中示出了采用根据本发明另一实施例的装置的情况。

#### 本发明的最佳实施方式

现参照图 1，图 1 为根据本发明一个实施例之装置的部件分解透视图。该装置允许方头螺钉（或髌骨螺钉）与骨修复板上的孔对准并使该方头螺钉转动锁定在该孔内。尽管在上下文中仅接合髌骨骨折对本发明的装置作出了说明，但应该指出：该装置还可用于对其它骨头

的骨折进行修复的过程中，例如膝关节骨折。

一个侧板 10 设置有一个用来与股骨的骨干（未示出）相连接的平面部分 12 和一个设置有一内孔 16 的圆筒形倾斜部分 14。该平面部分 12 上设置有多个孔 15（可以是自动挤压型螺纹孔），这些孔用于通过螺钉或其它连接部件与股骨的骨干相连接。内孔 16 具有一个锥形或锥体部分，下面将参照图 2 对该部分加以说明。一个方头螺钉 18 设置有一个位于骨接合端的钻进部分 20 和一个设置在远端上的内螺纹孔 22。该方头螺钉 18 可设置有一个传统的网状螺纹 46（如图 5 所示），或设置有多个呈螺旋形扭转的刀片（如图 1 所示），如授权给 Bresina 的美国专利 5741256 所述，该文件作为参考而被接合到本文中。就对本发明的各个部件所作的说明而言，应该指出：术语“近侧”和“远侧”是相对患者身体而言的（即需要安装骨头稳定装置的人）。例如，术语“近侧”用于表示一个指定部件的部分更加靠近患者身体的中心，而术语“远侧”是指该元件部分距患者身体的中心较远。

在一个实施例中，一个锁定套管 24 设置有一个中空的圆筒形内部和一个具有一定锥度的外表面 26。锁定套管 24 的外表面 26 之锥度可介于 0 度到约 10 度的范围内，该锥形部分的锥度和形状可与内孔 16 的锥度和形状相同。锁定部件 24 还设置有一个位于远端的周缘 28（见图 3A），该周缘 28 可与一个设置在内孔 16 之远端的周槽 30 相互配合。当将锁定套管 24 装入内孔 16 中时，该周缘 28 与周槽 30 相互接合，从而沿轴向将套管保持在该孔内，但该套管可相对该内孔自由转动。应该指出：这种骨头稳定装置可在将锁定套管接合到骨板内孔 16 之周槽 30 内的情况下提供给医生。该锁定套管还可具有一个键形的内部轮廓，下面将参照图 3B 对其进行说明，这种键形内部轮廓可与方头螺钉 18 之杆状部分上的键形横截面轮廓 32 相配合，从而当将方头螺钉 18 插装到内孔 16 和锁定套管 24 内时，将锁定套管 24 转动连接到方头螺钉 18 上。该锁定套管 24 还有利于方头螺钉 18 与侧板 10 相互对正，同时允许螺钉 18 自由转动，这样，在安装过程中，其就能够与骨段相接合。锁定套管 24 的这种整体对正功能省去了其它部件或对准工具。

在将锁定套管 24 安装到孔 16, 而且方头螺钉 18 被插装到套管内并与骨头正常接合之后, 可对套管的露出端 (即远端) 施加一个冲击力, 以使唇缘 28 与沟槽 30 脱开并沿孔 16 将套管的近端向里推动, 从而使锁定套管的锥形外表面 26 通过摩擦力锁定在内孔 16 的锥形表面内。这种摩擦锁定方法也被称为莫氏锥度作用, 这种摩擦锁定可防止套管 24 相对内孔 16 进一步移动 (轴向移动和转动), 这样就可以防止方头螺钉 18 进一步转动。方头螺钉相对骨板的转动稳定性可防止骨头碎片的过早磨损并可防止该系统在骨头愈合之前产生松动。

应该知道: 与图 2、3A 和 3B 所示的实施例相比, 在一个可替代的实施例中, 该孔可为倒锥形。在该实施例中, 该孔在近端处具有大直径, 在远端处具有小直径, 而且套管 24 可通过一个沿远端方向作用的力 (例如由一个滑动锤施加的力) 而被锁定在位于内孔 16 之近端处的合适位置上。

在这一点上, 方头螺钉可相对侧板 10 和锁定套管 24 转动固定, 但该方头螺钉仍然可沿轴向相对套管和侧板滑动。一个压紧螺钉 34 可被插装到方头螺钉的螺纹孔 22 内, 以抵靠在锁定套管 24 的远端上并沿远离 (患者) 的方向轴向拉动该方头螺钉, 从而将已经分开的骨段连接起来 (即, 使骨折部分还原) 并促进愈合。上述的各个元件可由不锈钢、钛合金、钛或其它具有合适强度并且不会引起排斥的材料制成。

如下所述, 参照附图 4、5A、5B 和 5C, 在另一最佳实施例中, 锁定套管 50 设置有一个可变形的部分 52。当将一个冲击力作用于套管 50 的外露远端上时, 该套管 50 将被沿孔 16 向里推向更接近 (患者身体) 的位置上, 而且可变形的部分 52 也通过摩擦力锁定在内孔 16 内。

现参照图 2, 该图为根据本发明一个最佳实施例的侧板和锁定套管的剖视图。如上所述, 该侧板 10 设置有一个用来与股骨骨干相连接的平面部分 12 和一个倾斜的圆筒形部分 14, 该圆筒形部分 14 设置有一个用于滑动安装方头螺钉 (未示出) 的内孔 16。该孔 16 沿其部分

长度设置有一个锥形表面 17。一个锁定套管 24 支承在该内孔 16 中，该套管 24 上的一个周缘 28 与内孔 16 上的一个周槽 30 可转动地接合。该套管 24 设置有一个锥形的外表面 26，该锥形外表面的锥度和形状与内孔 16 之锥形表面 17 的锥度和形状相同。在插装和对准方头螺钉（未示出）并将一个冲击力作用于套管的远端 19 上之前，该套管能够在孔 16 内可旋转地滑动。该套管 24 设置有一个键形的内部轮廓 21，如图 3B 所示，其用来与具有相同键形横截面形状的方头螺钉相互配合并可转动地连接在一起。这样，当将该方头螺钉插装到内孔 16 和套管 24 内时，方头螺钉的转动将使该锁定套管 24 相对孔 16 产生转动。当将一个冲击力作用于套管的远端 19 上时，该套管的锥形外表面 26 将与孔 16 的锥形表面 17 通过摩擦力固定在一起。如上所述，这种摩擦锁定作用被叫做莫尔斯锥度效应。

现参照图 3A 和 3B，图 3A 和 3B 分别示出了根据本发明一个最佳实施例的锁定套管的剖视图和平面图。锁定套管 24 设置有一个锥形的外表面 26、一个具有大直径的远端 19 和一个具有小直径的近端 23。该远端包括：一个平面状的外表面，该外表面被设计成与压紧螺钉（未示出）的螺钉头之底侧相对应的结构形式。一个周缘 28 设置在该远端 19 上，其用来与一个设置在侧板内孔（见图 1 和 2）上的沟槽相接合。套管 24 还设置有：一个键形的内部轮廓 21，以用来与方头螺钉（未示出）上的一个对应的键形横截面轮廓相配合；多个沿长度方向从远端 19 延伸至近端 23 的狭槽 27。在方头螺钉与骨段正常接合后，这些狭槽 27 有利于周缘 28 从设置在侧板（未示出）内孔上的周槽内脱出。如上所述，套管 24 有利于方头螺钉的对正并确保该方头螺钉正确定向，同时允许螺钉自由转动，这样，其钻进部分 20 就能够在安装过程中分别与各个骨段相接合。随后，作用于远端 19 上的冲击力将锥形外表面 26 通过摩擦力锁定到侧板内孔的锥形配合外表面上（见图 2）。这种锁定套管可由不锈钢、钛、钛合金或其它具有合适强度并且不会引起排斥的材料制成。

现参照图 4，图中示出了根据本发明另一最佳实施例的侧板和锁

定套管的剖视图。与上一实施例相同，侧板 10 设置有一个用来与股骨骨干相连接的平面部分 12 和一个倾斜的圆筒形部分 14，该圆筒形部分上设置有一个用于滑动安装一个方头螺钉（未示出）的内孔 16。一个锁定套管 50 支承在该内孔 16 中，套管 50 上的一个可变形部分 52 与内孔 16 上的一个周槽 30 可转动地接合。可变形部分 52 包括多个可变形的纵向凸舌 54（如图 5A-5C 所示，具体如下所述），这些凸舌沿可变形部分的局部轴向延伸。这些凸舌 54 设置有多个位于套管 50 之远端 56 上、最初为平面状、随后在朝向套管 50 之近端 58 的方向呈锥形的部分 55（即，当由套管的轴向中心线沿径向对凸舌 54 的高度进行测定时，其高度在该位置上最大），这些部分与纵向轴线形成一个约为  $20^\circ$  的角度（相对垂直轴线形成一个约为  $70^\circ$  的角度）。凸舌 54 的平面部分 55 其长度约为 1.3 毫米。在使方头螺钉（未示出）与套管的远端 56 对正并对该远端施加一个冲击力之前，该套管能够在内孔 16 中可旋转地滑动。该套管 50 设置有一个键形的内部轮廓 21，如图 5B 所示，以用来与方头螺钉上的一个对应的键形横截面轮廓相配合并与该对应的键形轮廓接合在一起。这样，当将方头螺钉插装到内孔 16 和套管 50 内时，方头螺钉的转动将使锁定套管 50 相对内孔 16 产生转动。当对套管 50 的远端 56 施加一个冲击力时，该套管 50 就会沿内孔 16 向里向近端移动，从而使凸舌 54 的高出部分与内孔 16 的壁相接触。在足够的冲击力的作用下，这些凸舌 54 将产生变形，从而使套管 50 通过摩擦力锁定（在轴向和转动方向）在内孔 16 中。

现参照图 5A、5B 和 5C，图中分别示出了根据本发明最佳实施例的锁定套管 50 的侧视图、平面图和剖视图。基本为圆筒形的锁定套管 50 设置有一个可变形部分 52，该可变形部分又包括多个沿部分长度延伸的可变形凸舌 54，这些凸舌 54 设置有多个位于远端 56 上、最初为平面状、然后在朝向套管 50 之近端 58 的方向上成锥形的部分 55。如图 5B 所示，这些凸舌 54 围绕套管 50 的周边间隔分布在远端 56 上。如图 5A 和 5B 所示，可变形部分 52 在套管 50 的远端 56 处具有最大直径。该直径大于骨板圆筒形部分的内孔 16 之直径（见图 4）。远端



56 包括一个平面状或凹入的外表面, 该表面被设计成与压紧螺钉(未示出)之螺钉头的底侧结构相对应的结构形式。可变形部分 52 与设置在侧板内孔上的沟槽 30 相接合(见图 4), 以允许套管 50 在该内孔 16 中旋转滑动。套管 50 还设置有一个键形的内部轮廓 21, 其用来与方头螺钉(未示出)上的一个对应的键形横截面轮廓相配合。

如上所述, 套管 50 有利于方头螺钉的对准并确保其正确定位, 同时还允许该螺钉自由转动, 这样其钻进部分 20 就能够在安装过程中分别与各个骨段相接合。随后作用于远端 56 上的冲击力将可变形部分 52 上的多个可变形凸舌 54 摩擦锁定到侧板内孔的内表面上(见图 2)。这种摩擦配合或干涉配合可防止套管 50 相对内孔进一步转动。该锁定套管 50 可由不锈钢、钛、钛合金或其它具有合适强度并不会引起排斥的材料制成。

现参照图 6 和 7, 图中示出了本发明的装置用于修复股骨颈(即髌骨)时的视图。如图所示, 已经装配好的装置 40 用于将两个骨段 41、42(即股骨头和股骨骨干)连接起来。一个方头螺钉 18 设置有一个骨接合端和一个远端并在其长度范围内具有键形横截面形状。方头螺钉 18 的骨接合端可设置有若干个呈螺旋形扭转的刀片 45(如图 6 所示)或一个网状螺纹 46(如图 7 所示), 该骨接合端还被设计成用来与第一骨段 41 相接合的结构形式, 而且远端还设置有一个螺纹孔。

一个侧板 10 设置有一个用来与第二骨段 42 相接合的平面部分和一个倾斜的圆筒形部分 14, 该圆筒形部分设置有一个内孔, 该内孔用于以滑动的方式容纳一个方头螺钉。内孔的一部分(未示出)为锥形, 该内孔的远端设置有一个周槽。

此外, 还设置有一个圆筒形的锁定套管 24 或 50(未示出), 该锁定部分具有一个中空的圆筒形内部和一个键形的内截面。在一个实施例中, 该套管设置有一个外表面, 该外表面具有一个锥形部分, 其锥度由一个大直径和一个小直径来限定, 该套管的远端具有大直径, 该套管的近端具有小直径, 在该远端上设置有一个用来与内孔的周槽相接合的周缘。在另一实施例中, 该套管设置有一个可变形部分, 该可

变形部分的最大直径大于内孔的直径，而且在该最大直径处，锁定套管的远端还与内孔的一个周槽相接合。

该系统可通过下述方式完成装配：将圆筒形锁定套管插装到骨板的内孔中，从而使其与内孔可转动地接合在一起。如上所述，该系统可在锁定套管已经接合在骨板内孔中的情况下提供给医务人员，这样医生或技术人员就无需将套管插装到骨板的内孔中。方头螺钉 18 被插装到锁定套管内，以使该方头螺钉的键形横截面与锁定套管的键形内部截面相互配合，从而以可转动的方式将锁定套管与方头螺钉连接在一起。在使方头螺钉 34 与第一骨段 41 正确接合后，利用一个锤型工具对锁定套管的远端施加一个冲击力，从而将套管锁定在侧板 10 上的倾斜状圆筒形部分 14 内。这种摩擦锁定可防止套管相对骨板进一步转动，从而防止方头螺钉相对骨板进一步转动。在一种可替代的结构中，该套管通过一个沿远侧方向施加的力（例如由一个冲击锤所施加的力）被固定到位。侧板 10 一般可被骨螺钉 44（由不锈钢、钛或钛合金制成）固定到股骨干 42 上。接着，可将一个压紧螺钉 34 插入到方头螺钉的螺纹孔（见图 1）内，以抵靠锁定套管并沿朝向骨段 42（见图 6 和 7）的方向轴向拉动骨段 41。或者，也可以在对锁定套管施加冲击力之前，将侧板 10 固定到股骨干上。

尽管已参照最佳实施例对本发明作出了说明，但是本领域的技术人员应该知道：在本发明的保护范围内可对本发明作出多种变形和修改。尤其是可根据需要连接的骨段的类型和位置而对骨板和方头螺钉的形状和结构作出变形和修改。因此，应该理解：上述的实施例并非是对本发明之保护范围的限制，本发明的保护范围仅由所附权利要求书来限定。

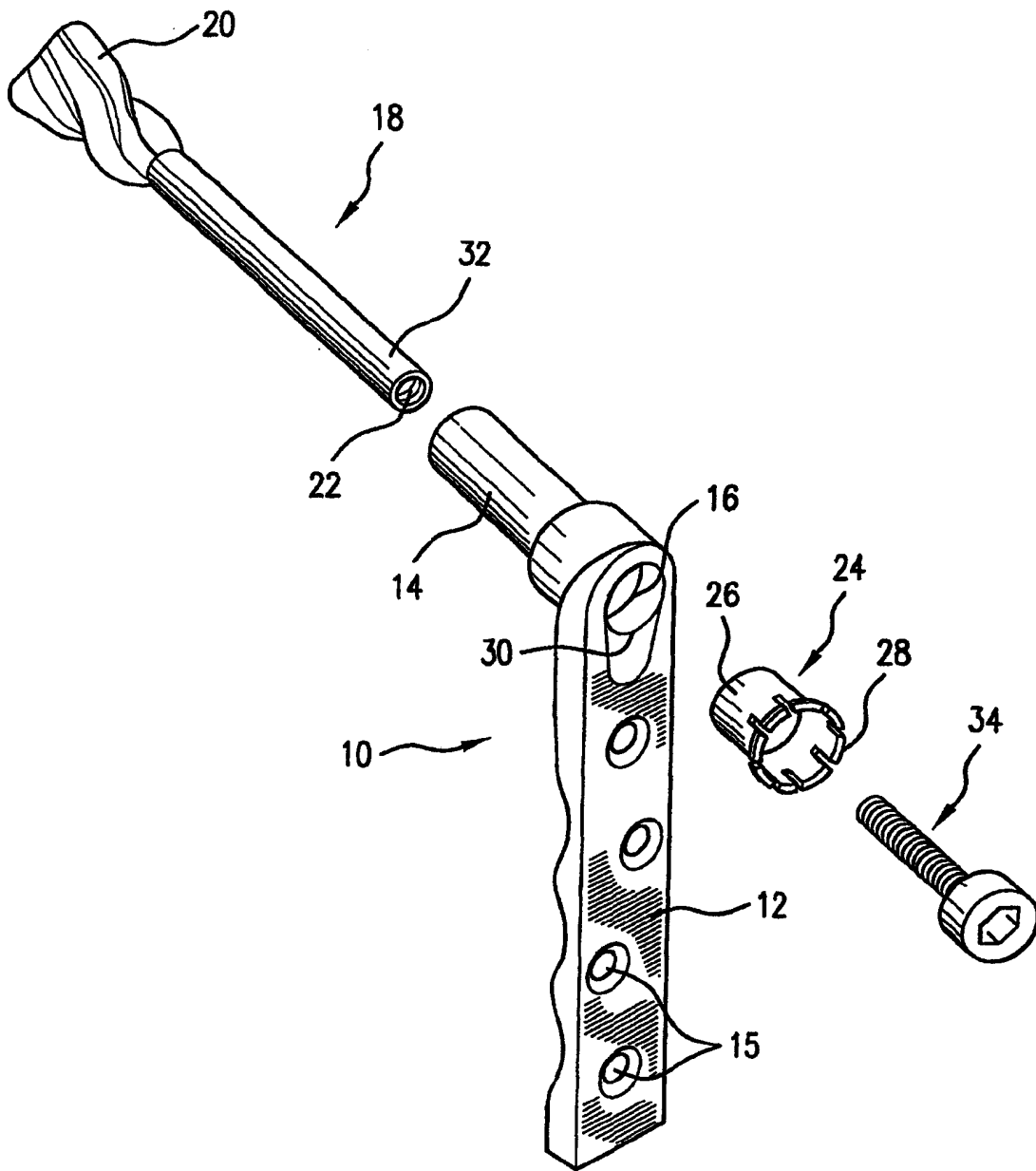


图1

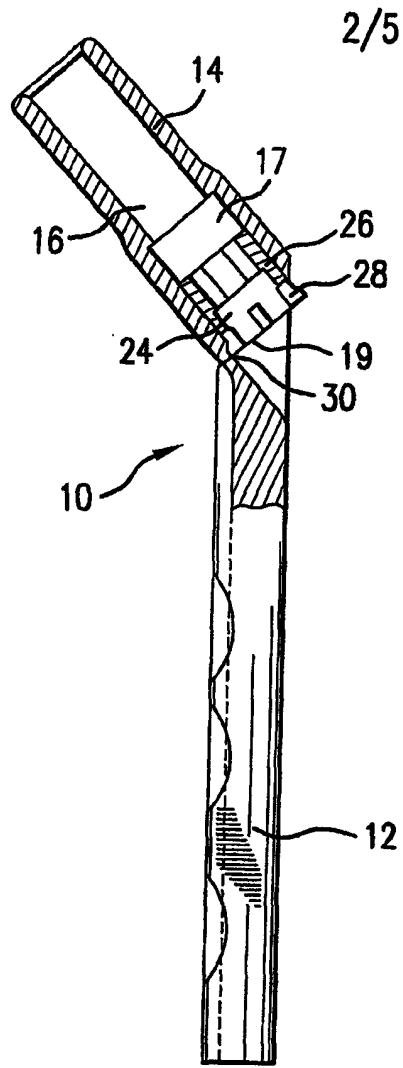


图2

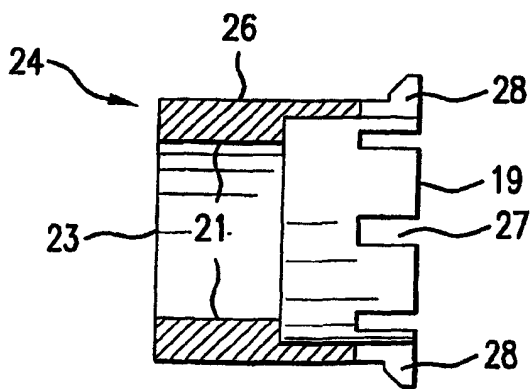


图3A

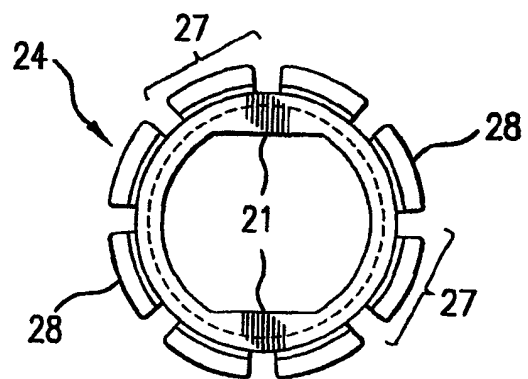
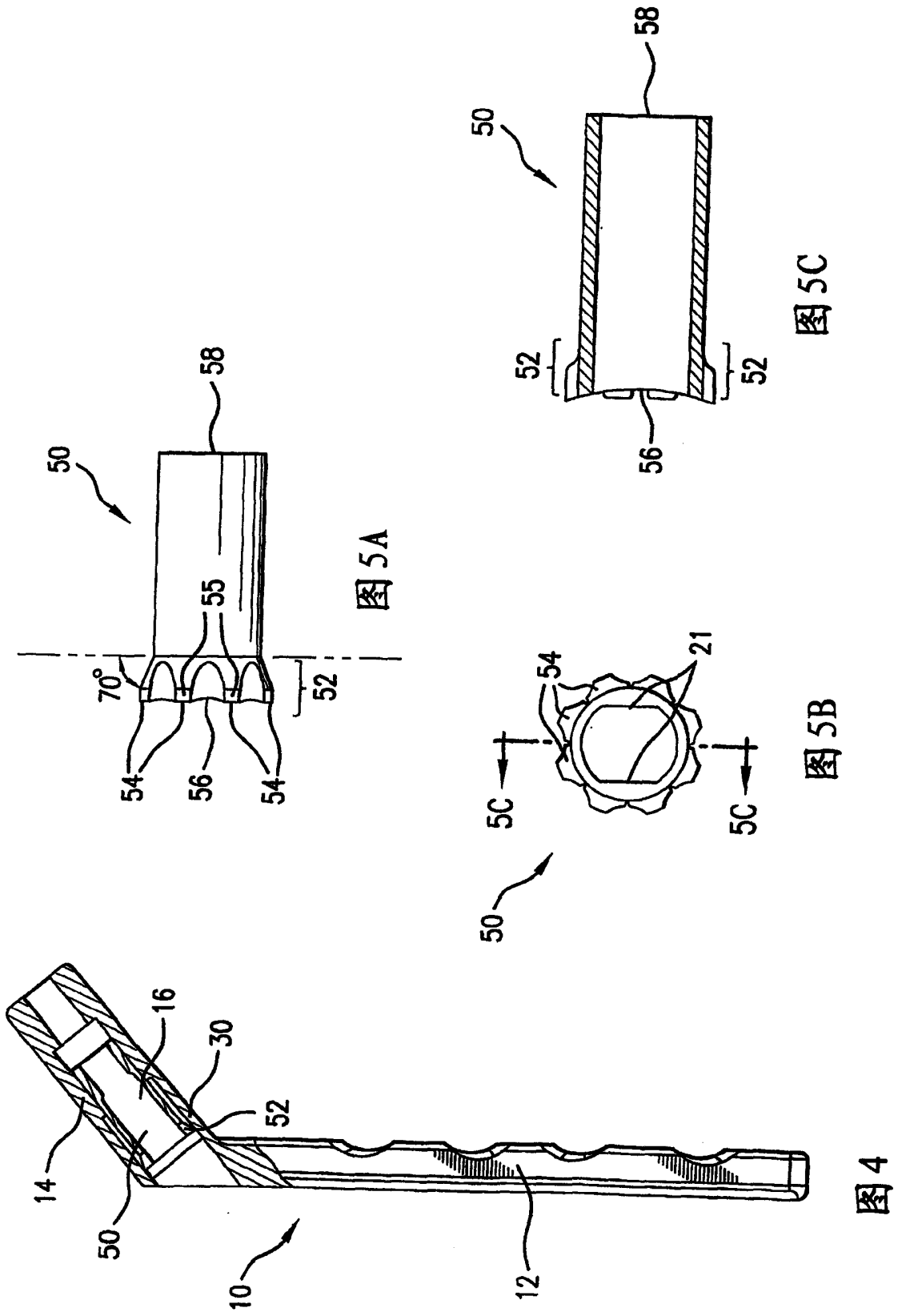


图3B



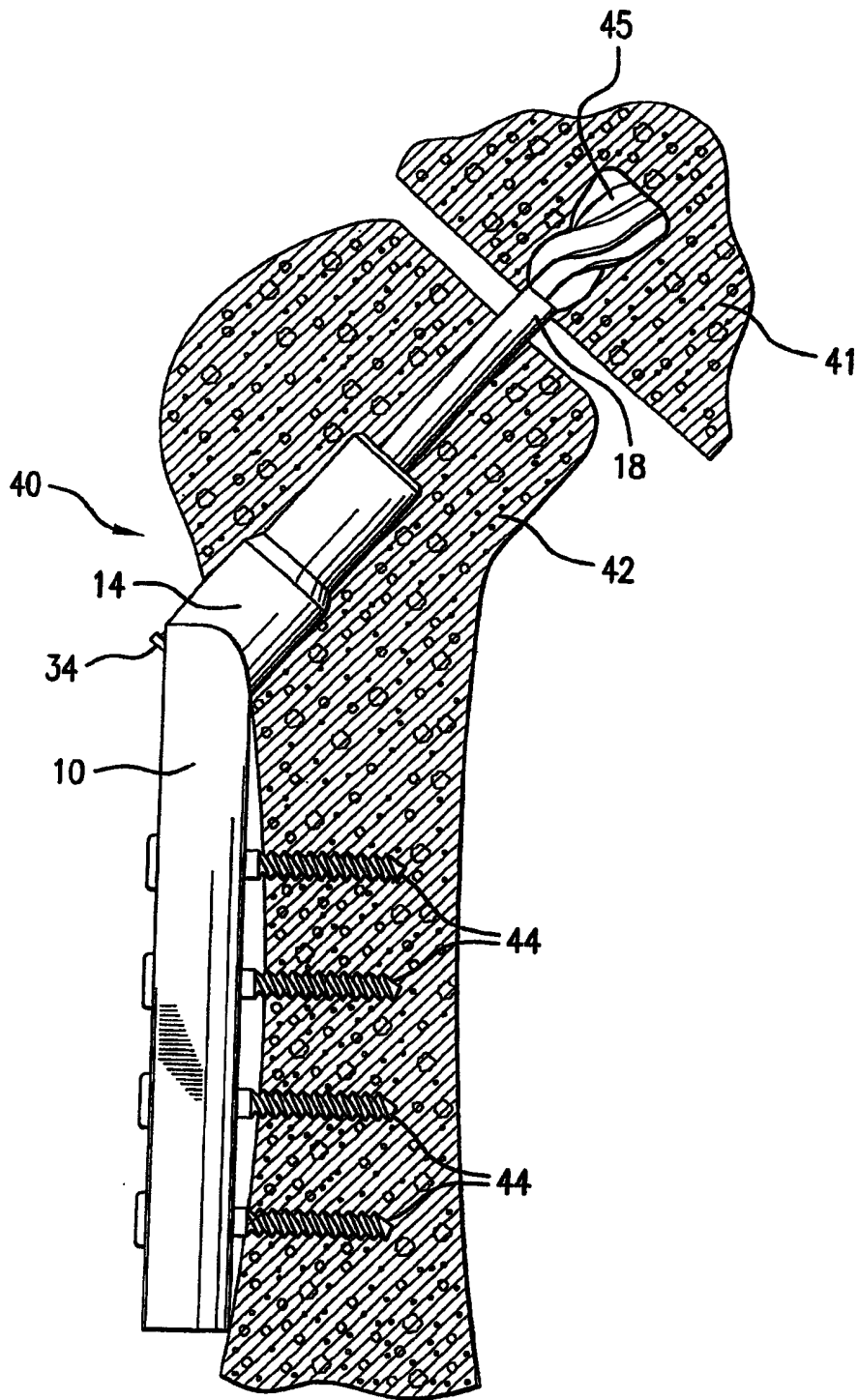


图6

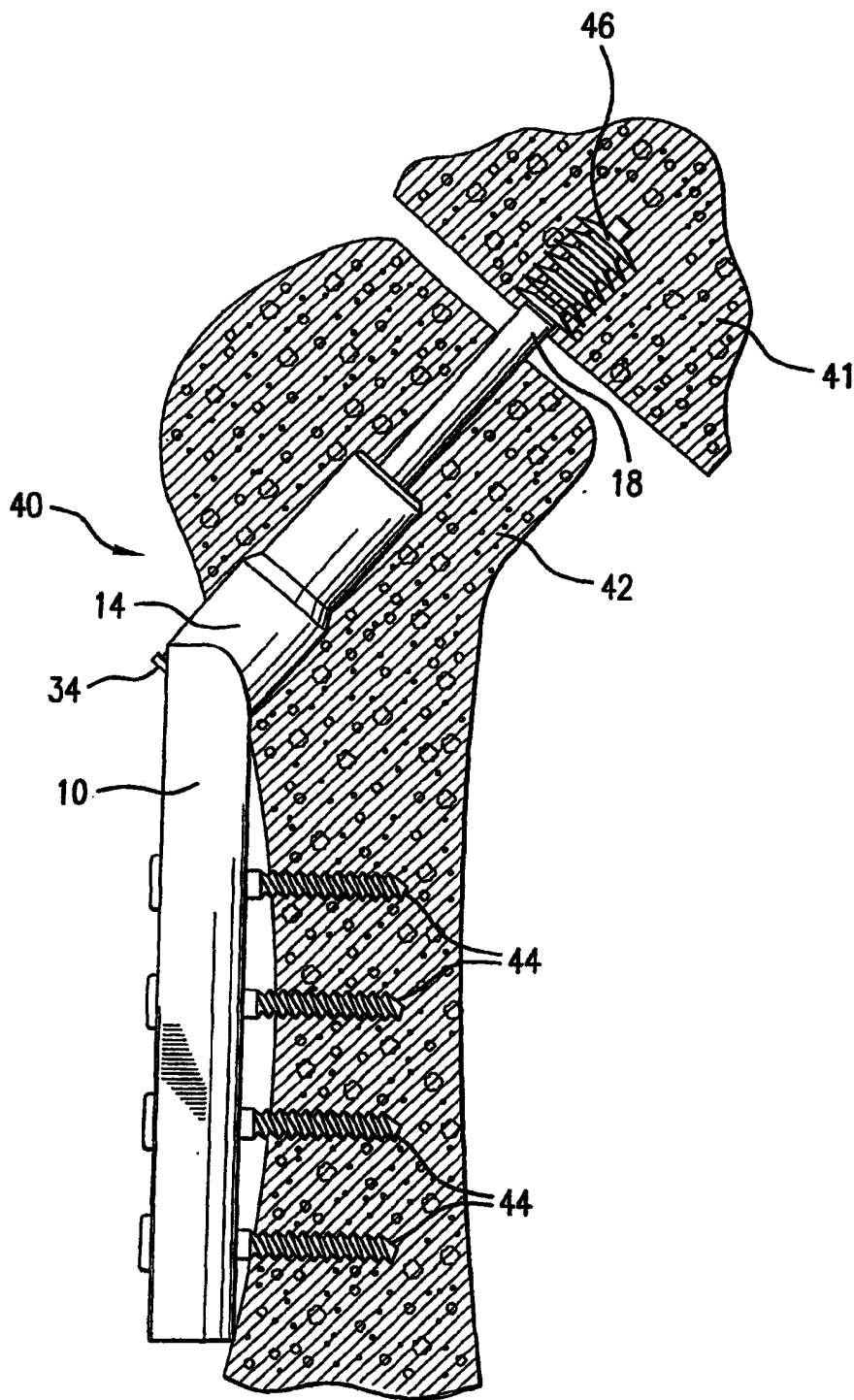


图7